

APPARATUS AND METHOD FOR IMAGE PROCESSING

Publication number: JP2002306480

Publication date: 2002-10-22

Inventor: FURUKAWA RIEKO; NISHIURA MASAHIDE

Applicant: TOKYO SHIBAURA ELECTRIC CO

Classification:

- international: A61B5/00; A61B8/00; G06T1/00; G06T7/60;
G06T15/00; A61B5/00; A61B8/00; G06T1/00;
G06T7/60; G06T15/00; (IPC1-7): A61B8/00; A61B5/00;
G06T1/00; G06T7/60; G06T15/00

- european:

Application number: JP20010114326 20010412

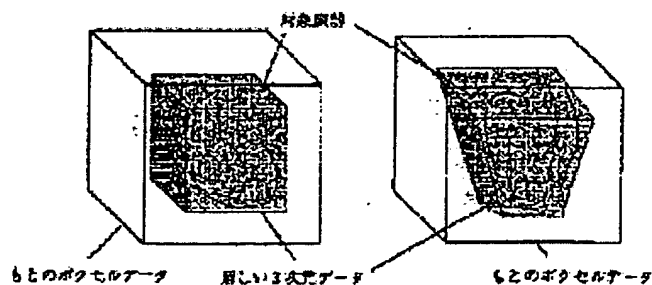
Priority number(s): JP20010114326 20010412

Report a data error here

Abstract of JP2002306480

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an apparatus for image processing in which the efficiency of the image processing and image storage are enhanced by newly preparing data in a small volume by extracting only image data on the objective organs and their circumference from voxel data of enormous volume such as a medical image. **SOLUTION:**

The outline of an object area of the photographed organ in inputted data is recognized, the three-dimensional shape of the organ is calculated based on the outline, the minimum polyhedron containing this organ is then extracted as the minimum data, and the minimum data are stored together with a label showing the name of the organ and the position in the body.



THIS PAGE BLANK (2/2)

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2002-306480

(P2002-306480A)

(43) 公開日 平成14年10月22日 (2002.10.22)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	データ* (参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	4 C 3 0 1
5/00		5/00	C 5 B 0 5 7
G 0 6 T 1/00	2 9 0	G 0 6 T 1/00	2 9 0 B 5 B 0 8 0
			2 9 0 C 5 L 0 9 6
			2 9 0 D

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 8 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2001-114326 (P2001-114326)

(22) 出願日 平成13年4月12日 (2001.4.12)

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

東京都港区芝浦一丁目1番1号

(72) 発明者 古川 理恵子

神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株式会社東芝研究開発センター内

(72) 発明者 西浦 正英

神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株式会社東芝研究開発センター内

(74) 代理人 100059275

弁理士 藤田 瑋子 (外3名)

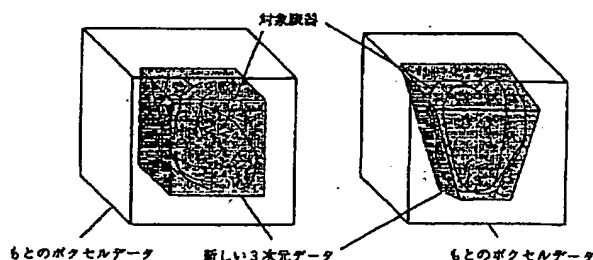
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置及びその方法

(57) 【要約】

【課題】 医用画像等の膨大な容量のボクセルデータに対して、データ中から対象としている臓器とその周囲の画像データのみを抽出して新たに容量が小さなデータを作成することで、その後の画像処理や画像保存の効率を高めることが可能な画像処理装置を提供する。

【解決手段】 臓器が撮影された入力データ中の臓器の対象領域の輪郭線を認識し、輪郭線をもとに臓器の3次元形状を算出し、その後、この臓器を内包する最小の多面体を最小のデータとして抽出し、その臓器の名称や生体内での位置を示すラベルと共にその最小のデータを保存する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】生体器官等の対象物を撮像した2次元画像、または、3次元画像から前記対象物の3次元形状を算出する3次元形状算出手段と、
前記対象物の3次元形状のデータから前記対象物を内包する最小の3次元データを算出する最小データ算出手段と、
前記算出された前記対象物の最小の3次元データを記憶、または、出力するデータ記憶出力手段と、
を有することを特徴とする画像処理装置。

【請求項2】前記最小データ算出手段は、
前記対象物を含むような最小の大きさの多面体内部の画素値の集合を算出して、その集合を最小の3次元データとすることを特徴とする請求項1記載の画像処理装置。
【請求項3】前記3次元形状算出手段は、
前記対象物を撮像した3次元ボクセルデータから2次元画像を生成する2次元画像生成手段と、
前記生成した2次元画像に撮像された前記対象物の輪郭を抽出する輪郭抽出手段と、
前記抽出された輪郭線から前記対象物の3次元形状を再構成する再構成手段と、
を有することを特徴とする請求項1または2記載の画像処理装置。

【請求項4】前記データ記憶出力手段は、
前記対象物の生体内での位置を識別するラベルと共に、
前記対象物の最小の3次元データを記憶することを特徴とする請求項1から3記載の画像処理装置。
【請求項5】生体内における対象物の位置を示すラベルを、前記対象物の3次元データと共に取得するデータ取得手段と、
前記取得したラベル及び前記対象物の3次元データに従って、前記対象物を前記生体の所定の位置に表示する表示手段と、
を有することを特徴とする画像処理装置。

【請求項6】生体器官等の対象物を撮像した2次元画像、または、3次元画像から前記対象物の3次元形状を算出する3次元形状算出ステップと、
前記対象物の3次元形状のデータから前記対象物を内包する最小の3次元データを算出する最小データ算出ステップと、
前記算出された前記対象物の最小の3次元データを記憶、または、出力するデータ記憶出力ステップと、
を有することを特徴とする画像処理方法。

【請求項7】生体器官等の対象物を撮像した2次元画像、または、3次元画像から前記対象物の3次元形状を算出する3次元形状算出機能と、
前記対象物の3次元形状のデータから前記対象物を内包する最小の3次元データを算出する最小データ算出機能と、
前記算出された前記対象物の最小の3次元データを記

憶、または、出力するデータ記憶出力機能と、
をコンピュータによって実現することを特徴とする画像処理方法のプログラム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、ボクセルデータ等を扱う医用画像処理技術における画像処理装置及びその方法に関する。

【0002】

【従来の技術】従来の医用画像データは生体の2次元断面画像がほとんどであったが、今後は撮像技術の発展により3次元データを取得することが可能となる。

【0003】その際、従来のような2次元データをそのまま結合した3次元ボクセルデータで表現する場合は、データサイズが膨大なものとなりデータ処理やデータ転送にも時間がかかってしまう。また、データ保存に大容量の記録媒体が必要となることが想定される。

【0004】ここで、3次元ボクセルデータによる表現とは、物体を、同じ大きさの小さな立方体の組み合わせによる固まりとして表現することをいう。この小さな立方体をボクセルと呼ぶ。表面が滑らかでない物体を表現するのに優れており、積み木のようにボクセルを積み重ねていくことで、任意の形状を作成できる。一方、ボクセルデータによる表現は、データ量が膨大になるため、積極的に利用されていない。例えば、200×200×200のボクセル領域を表すのにあ、800万個のボクセルが必要となる。1ボクセルを1バイトで表したとしても、8MBのメモリーを要する。このため、主な用途としては、医療分野におけるCT（コンピュータ断層撮影）スキャナの計測データの映像化など、限定された分野でしか利用されていない。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】上述のように、従来のような2次元データをそのまま結合した3次元ボクセルデータを扱う場合には、データサイズが膨大なものとなり、処理や保存に膨大な手間がかかる。

【0006】ところが、医用画像では、画像取得手段によっては撮影範囲が限られているためにボクセルデータ内での対象臓器以外のデータ領域は不必要なデータである場合が多い。

【0007】例えば、超音波エコー等で得られる図7（a）の直方体のようなボクセルデータに対しては、超音波プローブの特性のために図7（b）のように撮影範囲は錐形になっている。

【0008】また、図7（d）のように対象としている臓器の領域は撮影範囲内の一部であることが多いために、図7（c）のようなその他の部分は不要なデータ領域であることが多い。

【0009】従って、ボクセルデータ中から図7（e）のように対象としている臓器を含むデータだけを抽出で

きれば、データ量を削減でき、その後のデータ処理も容易になることが予想される。

【0010】そこで本発明では、対象としている臓器とその周囲の画像データのみを抽出して元のデータよりも容量の小さい新たなデータを作成することで、データ量を削減して、その後のデータ処理も容易にできる画像処理装置、及び、その方法を提供する。

【0011】

【課題を解決するための手段】請求項1の発明は、生体器官等の対象物を撮像した2次元画像、または、3次元画像から前記対象物の3次元形状を算出する3次元形状算出手段と、前記対象物の3次元形状のデータから前記対象物を内包する最小の3次元データを算出する最小データ算出手段と、前記算出された前記対象物の最小の3次元データを記憶、または、出力するデータ記憶出力手段と、を有することを特徴とする画像処理装置である。

【0012】請求項2の発明は、前記最小データ算出手段は、前記対象物を含むような最小の大きさの多面体内部の画素値の集合を算出して、その集合を最小の3次元データとすることを特徴とする請求項1記載の画像処理装置である。

【0013】請求項3の発明は、前記3次元形状算出手段は、前記対象物を撮像した3次元ボクセルデータから2次元画像を生成する2次元画像生成手段と、前記生成した2次元画像に撮像された前記対象物の輪郭を抽出する輪郭抽出手段と、前記抽出された輪郭線から前記対象物の3次元形状を再構成する再構成手段と、を有することを特徴とする請求項1または2記載の画像処理装置である。

【0014】請求項4の発明は、前記データ記憶出力手段は、前記対象物の生体内での位置を識別するラベルと共に、前記対象物の最小の3次元データを記憶することを特徴とする請求項1から3記載の画像処理装置である。

【0015】請求項5の発明は、生体内における対象物の位置を示すラベルを、前記対象物の3次元データと共に取得するデータ取得手段と、前記取得したラベル及び前記対象物の3次元データに従って、前記対象物を前記生体の所定の位置に表示する表示手段と、を有することを特徴とする画像処理装置である。

【0016】請求項6の発明は、生体器官等の対象物を撮像した2次元画像、または、3次元画像から前記対象物の3次元形状を算出する3次元形状算出ステップと、前記対象物の3次元形状のデータから前記対象物を内包する最小の3次元データを算出する最小データ算出ステップと、前記算出された前記対象物の最小の3次元データを記憶、または、出力するデータ記憶出力ステップと、を有することを特徴とする画像処理方法である。

【0017】請求項7の発明は、生体器官等の対象物を撮像した2次元画像、または、3次元画像から前記対象

物の3次元形状を算出する3次元形状算出機能と、前記対象物の3次元形状のデータから前記対象物を内包する最小の3次元データを算出する最小データ算出機能と、前記算出された前記対象物の最小の3次元データを記憶、または、出力するデータ記憶出力機能と、をコンピュータによって実現することを特徴とする画像処理方法のプログラムである。

【0018】本発明では、3次元データを取得した際に、データ中の対象となる臓器を内包する領域データだけを抽出して新たなデータとして保存することで、データ量を削減することができ、さらに抽出したデータは臓器毎に分類可能なデータとなるので、その後のデータ処理も容易にできる。

【0019】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。特に超音波画像の例について述べる。

【0020】(1) 画像処理装置10の構成

図1は、本発明の一実施形態に係る画像処理装置10の構成を示すブロック図である。

【0021】画像処理装置10は、各種の医用画像診断装置(MRI、CT、超音波診断装置等)で取得した画像データを処理・表示するもので、図1のように画像データ格納部1と、格納してある画像データを処理する画像処理部2と、処理した画像をモニターに表示する画像表示部3と、ユーザからの入力を受けつける入力部4とから構成されている。

【0022】画像データ格納部1は、MRI、CT、超音波診断装置等の医用画像診断装置で取得した画像、あるいは他の画像撮影装置で取得した画像を記憶するものである。

【0023】画像処理部2は、画像データ格納部1から出力される画像データを入力として、ボクセルデータから断面図を作成したり、対象物の輪郭線を算出したり、算出結果をもとに新たなデータを作成したりするコンピュータの演算装置から成り、下記で説明する処理の各機能はプログラムによって実行される。

【0024】画像表示部3は、画像処理部2で演算した結果を画像として提示するもので、例えばテレビモニタから成る。

【0025】入力部4は、画像表示部3で表示された対象物の画像に対してユーザが何か指示を与えたりする際に用いるもので、例えばキーボードやマウスから成る。

【0026】(2) 対象物のデータ抽出を行う処理次に、入力されたボクセルデータから対象物のデータ抽出処理を行う流れについて説明する。

【0027】(2-1) 自動抽出

図2は、入力データから自動的に対象物のデータ抽出を行う処理の流れを示すフローチャートである。

【0028】対象データとして、例えば超音波診断装置

を用いて心臓を含む胸部のボクセルデータを取得する。

【0029】画像データ格納部1はそのボクセルデータを格納し、画像処理部2は格納されたデータから対象としている臓器を含む領域データ、例えば心臓領域だけのデータを抽出する。

【0030】そして、その抽出結果のボクセルデータをもとに画像処理部2では対象としている臓器を含む領域データを抽出する。

【0031】なお、画像処理部2での抽出処理が終わった後、画像表示部3ではモニター上に立体像、あるいは断面像として心臓を表示する。

【0032】また、画像処理部2では抽出したデータを新たなデータとして画像データ格納部1に保存することができる。

【0033】(2-2) ユーザが対象物を指定した場合のデータ抽出を行う処理

図3は、入力データに対してユーザが対象物を指定した場合のデータ抽出を行う処理の流れを示すフローチャートである。

【0034】この場合には画像データ格納部1はボクセルデータを格納した後、画像表示部3のモニター上に入力データを立体像、あるいは断面像として表示する。

【0035】表示画像に対してユーザがマウス等の入力部4によって対象としている臓器の指定、さらに必要であれば探索範囲の指定を行う。

【0036】そして、その入力結果のボクセルデータをもとに画像処理部2では対象としている臓器を含む領域データを抽出する。

【0037】なお、抽出結果を画像表示部3のモニター上に立体像、あるいは断面像として表示し、画像処理部2では抽出したデータを新たなデータとして画像データ格納部1に保存することができる。

【0038】(3) 画像処理部2での領域抽出処理
次に、上記のように抽出、または、入力されたボクセルデータに基づいて画像処理部2では、領域抽出処理を行う。以下、その流れを説明する。ここで、「領域抽出処理」とは、ボクセルデータ中から対象としている臓器の輪郭線を算出し、前記算出された輪郭線から3次元的な形状を再構成するというものである。

【0039】(3-1) 概 略

ここで、3次元的な形状再構成の流れを説明する。図4が3次元的な形状を再構成する流れを説明する図である。

【0040】例えば、図4(a)のような直方体のボクセルデータの再構成のために、2つの方法がある。

【0041】第1の方法は、図4(b)のようにある面に平行な複数のスライスを考え、それぞれのスライスで2次元の断面像を作成し、それらの2次元画像に対して輪郭線抽出を行う方法である。

【0042】第2の方法は、図4(c)のようにある軸

を中心とした放射線状のスライスを考え、それぞれのスライスで2次元の断面像を作成し、それらの2次元画像に対して輪郭線抽出を行う方法である。

【0043】第1の方法(図4(b))のようなスライスを考える場合は、図4(d)のように輪郭線を抽出し、図4(f)のように輪郭線をスライスの位置に配置して3次元的な形状を復元する。

【0044】第2の方法(図4(c))のようなスライスを考える場合にも、図4(c)のように輪郭線を抽出し、図4(f)のように輪郭線をスライスの位置に配置して3次元的な形状を復元する。

【0045】なお、スライスとスライスの間の輪郭線については、隣接しているスライスの輪郭線を補間してもよい。

【0046】3次元的な形状の再構成の詳細については後述する。

【0047】(3-2) 各スライスの断面像に対する輪郭線の抽出
各スライスの断面像に対する輪郭線の抽出の例を挙げる。

【0048】輪郭線抽出については、動的輪郭線を用いる方法や、リージョン・グロウイングを用いる方法などがある。

【0049】例えば、動的輪郭線を用いる場合には、図5(a)のように画像上に複数の制御点を配置し、画素の輝度勾配の大きい画素を領域のエッジとして、各制御点がエッジ上に到達するように探索を進める。

【0050】制御点は図5(b)のように1、2、3...と順番付けられており、制御点を順番に結んだものを対象の輪郭線として得る。

【0051】エッジの探索では、制御点の近傍で輝度勾配の大きい点を見つけた場合に制御点をその点に移動させる。

【0052】制御点を移動させた後、例えば「制御点を結んだ輪郭線がねじれることなく、かつ滑らかさを保つような位置に移動させる」という制約を与え、制御点の位置を修正することもある。

【0053】探索はすべての制御点についての移動変化量の絶対値和があらかじめ定められたしきい値よりも小さくなった場合に終了する。

【0054】ボクセルデータ中に占める対象の存在領域が大きい場合には、図6のように自動的に初期探索点を断面像中央に配置して探索を開始する。

【0055】また、ボクセルデータ中に占める対象の存在領域が小さい場合やボクセルのある部分に偏っている場合、ボクセルデータ中に対象とみなし得る臓器が複数ある場合等には、ユーザが初期探索点や探索範囲を指定してもよい。

【0056】ユーザが初期制御点を指定する場合は、図8(a)のようにボクセルデータのある断面で切断した

断面像を画像表示装置3に表示し、その断面像に対してユーザが入力部4の装置を用いて図8(b)のように初期制御点や探索範囲を指定する。

【0057】自動的に初期輪郭線を設定するときは断面像中央の点を中心とする小さな円形の初期輪郭線を生成して輪郭線の探索を行う。

【0058】また、ユーザが画像中の対象臓器内の一点を指定した場合には、指定された点を中心とする小さな円形の初期輪郭線を生成して、輪郭線の探索を行う。

【0059】そして、各制御点が輝度勾配の大きい点、すなわちエッジ上に到達するように探索を繰り返していく。探索は現在表示している断面像の隣接断面についても順次行い、最終的にボクセルデータ全体に対して行う。

【0060】(3-3) 3次元形状の再構成

輪郭線探索を終えた後は、断面像のスライス方向をもとに輪郭線の統合を行い、対象臓器の3次元形状を再構成する。

【0061】例えば、第2の方法である図4(e)のように放射線状にスライス像を作成した場合の再構成の様子を図9に示す。なお、以下の表記で「_」は添字を意味し、例えば、「x_i」は、「x_i」の意味である。

【0062】ボクセルデータのある断面を基準として、i番目のスライスにおけるj番目の制御点の断面図での最終的な位置を $P(i, j) = (x_{ij}, y_{ij})$ とすると、ボクセルデータ内での3次元位置 $Q(i, j) = (xx_{ij}, yy_{ij}, zz_{ij})$ は

$arg = (\text{スライスの方向角})$

$xx_{ij} = \cos(arg) * (x_{ij} - width_i/2) + width_i/2$

$yy_{ij} = y_{ij}$

$zz_{ij} = \sin(arg) * (x_{ij} - width_i/2) + width_i/2$

となる。

【0063】ここで、width_iはi番目のスライスの断面図の幅とする。

【0064】これをすべての制御点について計算することで、ボクセルデータ内の対象としている臓器の3次元的位置と形状が算出される。

【0065】画像表示部3では、抽出された輪郭線形状と断面像を表示したり、再構成された3次元形状をワイヤースケッチ・モデルやサーフェスモデリング・モデルで表示したりすることもできる。これによりユーザは表示結果を見て、対象としている臓器の状態を観察することができる。

【0066】第1の方法である図4(d)のように平行にスライス像を作成した場合の再構成も同様に行える。

【0067】(3-4) その他

上記処理では、3次元ボクセルデータをスライスして2次元画像を形成し、その後、臓器の輪郭線を抽出して、

再び3次元形状を再構成したが、これに代えて、3次元ボクセルデータから臓器の輪郭線を直接抽出してもよい。

【0068】(4) 臓器を含む領域データのみの抽出
3次元形状の再構成を終えたら、ボクセルデータ中の対象としている臓器を含む領域データのみの抽出し新たなデータとして保存する。

【0069】ここで「臓器を含む領域データ」とは、対象としている臓器部分を含むような最小の大きさの多面体内部の画素値の集合を指す。

【0070】図10で対象の3次元形状が決定された場合の対象を含む多面体の例を示す。図では対象の存在領域と新たな3次元データの関係を表している。

【0071】例えば、縦old_hei、横old_wid、奥行きold_depなる直方体のボクセルデータに対して、対象としている臓器を含む多面体を直方体として抽出する場合について説明する(図10の左側の図を参照)。

【0072】対象領域の輪郭線上の制御点N個が産出された場合に、対象領域を内包する縦new_hei、横new_wid、奥行きnew_depの直方体の大きさは、

$new_wid = \text{Max}(x_{ij}) - \text{Min}(x_{ij})$

$new_hei = \text{Max}(y_{ij}) - \text{Min}(y_{ij})$

$new_dep = \text{Max}(z_{ij}) - \text{Min}(z_{ij})$

ここで、Max(x_{ij})は制御点の横の長さx_{ij}のうち最も長いもの、Min(x_{ij})は制御点の横の長さx_{ij}のうち最も短いもの、とする。

【0073】このようにして元のボクセルデータから縦new_hei、横new_wid、奥行きnew_depの直方体領域のデータのみを抽出し、新しいボクセルデータとして画像データ格納部1に保存することができる。

【0074】保存の際には、抽出した対象臓器が元のボクセルデータのどの位置に存在していたかを示すラベル、及び、抽出した対象臓器の名称等を識別できるラベルと共に画像データを保存する。

【0075】ここで、抽出されたデータは記録媒体に保存する他、通信手段を用いて他地点にあるサーバー等にデータを送信してもよい。

【0076】(5) ラベル付けされたデータ処理を行う画像処理装置の例

上記のようなラベル付けされたデータ処理を行う画像処理装置の例を説明する。

【0077】画像処理装置は画像データと共に、抽出した対象臓器が元のボクセルデータのどの位置に存在していたかを示すラベル、及び抽出した対象臓器の名称等を

識別できるラベルを読み込み、ラベルの情報に従って生体内での対象臓器の位置をモニタに表示する。複数の臓器データがある場合にはそれらの位置関係を表示することもできる。

【0078】また、画像処理装置は、対象臓器の名称を示すラベルを用いてデータ処理をしたり、また、複数のデータの中から所望のデータを検索したりすることもできる。

【0079】以上のごとく、本発明では3次元ボクセルデータを取得した際に、ボクセルデータ中の対象となる臓器を含む領域データのみを抽出し保存することで、データ量を削減し、またその後のデータ処理を容易にすることができる。

【0080】

【発明の効果】本発明では、医用画像等の入力ボクセルデータ内で対象としている臓器の領域を自動的に認識したり、あるいはユーザの指定した所望の領域を抽出したりすることで、もとのボクセルデータから必要なデータのみを獲得できる。

【0081】したがって、今後膨大な容量のデータを扱うことが予想される3次元データ処理に関して、必要な部分のデータのみを抽出できるので処理能力の向上を図ることができ、また、データ保存の効率向上させることもできる。

【0082】さらに、新しく生成されたデータはもとのデータよりも容量が小さく、対象としている臓器の種別毎に分類可能であるため、その後の画像管理が行い易い。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施形態に係る画像処理装置の構成を示すブロック図である。

【図2】画像処理の流れを示すフローチャートである。

【図3】画像処理の流れを示すフローチャートである。

【図4】3次元形状再構成の例を説明する図である。

【図5】画像上に制御点を配置した例である。

【図6】初期制御点の例である。

【図7】ボクセルデータ中の対象領域が占める範囲を説明する図である。

【図8】ユーザが指定する初期制御点の例である。

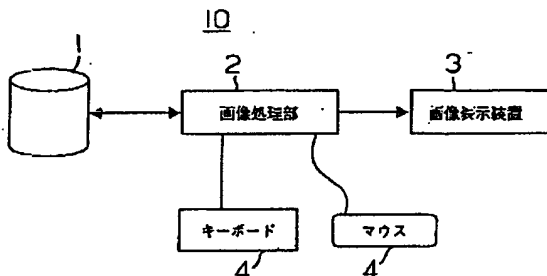
【図9】断面図の輪郭線から3次元形状を再構成することを説明する図である。

【図10】対象臓器を含む多角形を説明する図である。

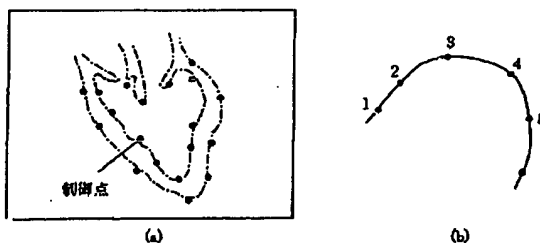
【符号の説明】

- 1 画像データ格納部
- 2 画像処理部
- 3 画像表示部
- 4 入力部

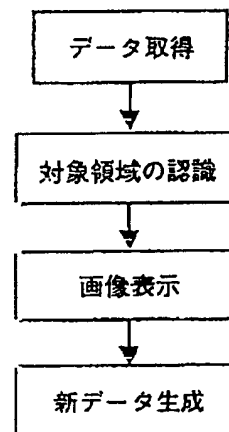
【図1】



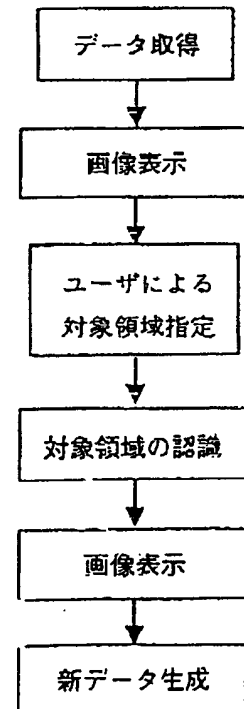
【図5】



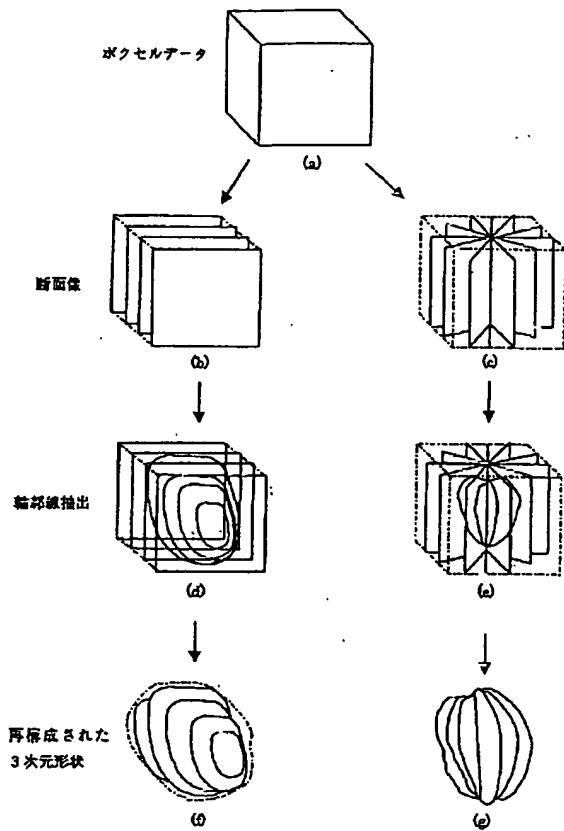
【図2】



【図3】



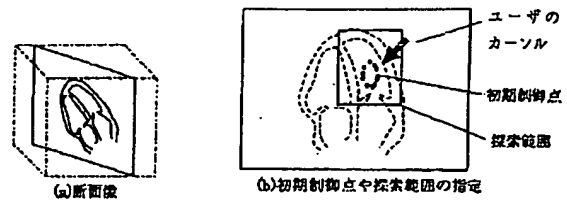
【図4】



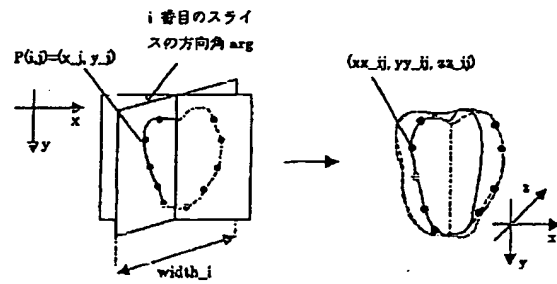
【図6】



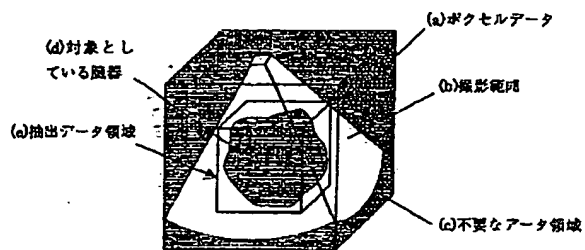
【図8】



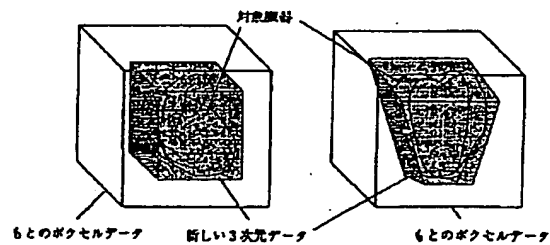
【図9】



【図7】



【図10】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	(参考)
G 0 6 T 7/60	2 5 0	G 0 6 T 7/60	2 5 0 B
15/00	2 0 0	15/00	2 0 0

F ターム(参考) 4C301 BB13 EE20 JC13 KK16 KK26
 KK30 LL14
 5B057 AA07 AA09 BA05 BA07 BA24
 CA13 CA16 CB13 CB16 CC03
 CD14 CE09 CH08 CH18 DA08
 DB03 DC14 DC16
 5B080 AA17 BA02
 5L096 AA09 BA06 BA13 CA01 CA24
 EA28 EA35 EA37 FA06 FA46
 FA69